

PROSTHETIC JOINT

Publication number: JP3502291T

Publication date: 1991-05-30

Inventor:

Applicant:

Classification:






- International: **A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00; A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00; (IPC1-7): A61F2/32; A61F2/38**

- European: **A61F2/38D2C; A61F2/38K; A61F2/38S**

Application number: JP19890502290 19890131

Priority number(s): US19880151429 19880202

Also published as:

	WO8906947 (A)
	EP0400045 (A1)
	US4888021 (A1)
	EP0400045 (A4)
	EP0400045 (A0)

more >>

Report a data error to:

Abstract not available for JP3502291T

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

- 1 **PROSTHETIC JOINT**
Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)
Publication info: **AT121925T T** - 1995-05-15
Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP A (US)
IPC: **A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00** (+4)

- 2 **PROSTHETIC JOINT**
Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)
Publication info: **CA1290899 C** - 1991-10-22
Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP (US)
IPC: **A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00** (+4)

- 3 **PROSTHETIC JOINT**
Inventor: FORTE MARK (US); NOILES DOUGLAS (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)
Publication info: **DE68922487D D1** - 1995-06-08
Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP N (US)
IPC: **A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00** (+4)

- 4 **PROSTHETIC JOINT**
Inventor: FORTE MARK (US); NOILES DOUGLAS (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)
Publication info: **DE68922487T T2** - 1995-09-07
Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP N (US)
IPC: **A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00** (+4)

- 5 **PROSTHETIC JOINT.**
Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)
Publication info: **EP0400045 A1** - 1990-12-05
EP0400045 A4 - 1991-04-17
EP0400045 B1 - 1995-05-03
Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP A (US)
IPC: **A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00** (+4)

- 6 **Prosthetic joint.**
Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)
Publication info: **EP0627203 A2** - 1994-12-07
EP0627203 A3 - 1995-03-15
Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP (US)
IPC: **A61F2/38; A61F2/00; A61F2/38** (+2)

- 7 **PROSTHETIC JOINT**
Inventor:
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)
Publication info: **JP2779857B2 B2** - 1998-07-23
JP3502291T T - 1991-05-30
Applicant:
IPC: **A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00** (+3)

- 8 **Knee and patellar prosthesis**
Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)
Publication info: **US4888021 A** - 1989-12-19
Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP (US)
IPC: **A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00** (+4)

- 9 **Prosthetic joint**
Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)
Publication info: **US5011496 A** - 1991-04-30
Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP (US)
IPC: **A61F2/38; A61F2/00; A61F2/38** (+3)

- 10 **PROSTHETIC JOINT**
Inventor: FORTE MARK R (US); NOILES DOUGLAS G (US)
EC: A61F2/38D2C; A61F2/38K; (+1)
Publication info: **WO8906947 A1** - 1989-08-10
Applicant: JOINT MEDICAL PRODUCTS CORP (US)
IPC: **A61F2/32; A61F2/38; A61F2/00** (+4)

⑫ 公表特許公報(A)

平3-502291

⑬ 公表 平成3年(1991)5月30日

⑭ Int.Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

審査請求 未請求

予備審査請求 有

部門(区分) 1(2)

A 61 F 2/38
2/327603-4C
7603-4C

(全 10 頁)

⑮ 発明の名称 人工関節

⑯ 特 願 平1-502290

⑰ 出 願 平1(1989)1月31日

⑱ 翻訳文提出日 平2(1990)8月1日

⑲ 国際出願 PCT/US89/00387

⑳ 国際公開番号 WO89/06947

㉑ 国際公開日 平1(1989)8月10日

優先権主張 ㉒ 1988年2月2日 ㉓ 米国(US) ㉔ 151,429

⑳ 発 明 者 フォート、マーク・アール

アメリカ合衆国07058ニュー・ジャージー州バイン・ブルック、オー
ーク・レーン 11

㉑ 発 明 者 ノイルス、ダグラス・ジー

アメリカ合衆国06840コネチカット州ニュー・キャナン、エルム・
ブレイス 114㉒ 出 願 人 ジョイント・メディカル・プロ
ダクツ・コーポレーションアメリカ合衆国06902コネチカット州スタンフォード、カナル・ス
トリート 860

㉓ 代 理 人 弁理士 山崎 行造 外2名

㉔ 指 定 国 AT(広域特許), BE(広域特許), CH(広域特許), DE(広域特許), FR(広域特許), GB(広域特許), IT
(広域特許), JP, LU(広域特許), NL(広域特許), SE(広域特許)

請 求 の 範 囲

1 伸展位と、屈曲位置の間で運動可能な人工関節であって、上記運動が、伸展位と中間位置間に亘る小セグメントと、該中間位置と屈曲位置間に亘る大セグメントとを含有している人工関節であって、

第1カム装置と、第1部分と第2部分とを具備して、該第1部分の曲率が第2部分の曲率よりも小さい凸形支持面とを有する第1部材と、

第2カム装置と、第1部分と第2部分とを具備して、該第1部分の曲率が第2部分の曲率よりも小さい凹形支持面とを有する第2部材とを具備して、

上記関節運動の小セグメント時に、上記凸形支持面の第1部分を上記凸形支持面の第1部分に係合させ、

上記関節運動の大セグメント時に、上記凹形支持面の第2部分を上記凸形支持面の第2部分に係合させ、かつ上記第2部分同士に係合中に、上記関節が屈曲運動の固定軸線の回りを移動し、さらに上記屈曲運動が、上記第2部分間の転動を伴わない相対滑動によって発生し、

上記第1および第2カム装置が、上記関節運動の小セグメント中に相互作用を行い、上記関節が伸展位と中間位置の間で移動する際に、上記相互作用に伴って上記第1および第2支持面が実質的に滑動することなく相対転動するので、上記支持面間の接触線が上記支持面の第2部分に向かって移動することを特徴とす

る、人工関節。

2 上記凸形支持面と凹形支持面の間の接触面積が、第1部分同士の係合時よりも、第2部分同士の係合時に大きくなる、請求項1記載の人工関節。

3 上記関節運動の大セグメント中に、上記凹形および凸形支持面の第2部分同士が噛合する、請求項1記載の人工関節。

4 上記凸形および凹形支持面の第2部分の各々が段付き面を形成している、請求項3記載の人工関節。

5 上記凸形および凹形支持面の第2部分が、実質的に上記関節の全幅に亘る回転面である、請求項4記載の人工関節。

6 上記関節運動の小セグメントが約30°未満である、請求項1記載の人工関節。

7 上記第1部材が、人口膝関節の大腸骨部を含有し、かつ上記大腸骨部が外表面を有する本体を具備しており、上記外表面が、上記補装器を大腸骨に移植した際に、前方に配置される第1部分と、遠方に配置される第2部分とを有しており、上記外表面の第1部分が膝蓋骨補装器と係合可能なくばみを具備しており、上記外表面の第2部分が膝蓋骨補装器と係合可能な軌道を具備しており、上記軌道が2本のレールを含有し、上記各レールの表面であって、上記レールの縦軸線に直角な方向の断面形状が直線または凹形曲線のいずれかであり、上記断面形状がレールの全長に亘って一定で

- あり、上記レールが上記くぼみから延出するとともに、上記各レール表面の断面形状が上記レールとくぼみの交点における上記くぼみ表面の断面形状に整合させてあるので、各レールの表面とくぼみの表面とが接続するようになる、請求項1記載の人工関節。
- 8 上記各レールの断面形状が凹形であり、かつ円の一部である、請求項7記載の人工関節。
- 9 上記各レールに対して、上記レールの縦軸線に直角な線に沿って接触する膝蓋骨補装器を具備する、請求項7記載の人工関節。
- 10 サドル形面を有しており、かつ少なくとも軌道の一部について、上記各レールで該レールの全長に亘って延出する区域と接触する、膝蓋骨補装器を具備する、請求項8記載の人工関節。
- 11 上記第1部材が、人工関節の大腿骨部を含有しており、上記第1部材が外表面を有する本体を含有しており、上記外表面の一部が、上記補装器を大腿骨内に移植させた際に、遠方に配置されており、上記部分が、2本のレールを有していてかつ膝蓋骨補装器と係合可能な軌道を含有しており、さらに上記各レール表面の断面形状が、上記レールの縦軸線と直角な方向に沿って、
 a) 直線または凹形曲線のいずれか、および
 b) 上記レールの全長に沿って一定にしてある、請求項1記載の人工関節。
- 12 上記各レールの断面形状が凹形であり、かつ円の一

部分である、請求項11記載の人工関節。

- 13 上記各レールに対して、上記レールの縦軸線に直角な方向に沿って接触する、膝蓋骨補装器を組み合わせた、請求項11記載の人工関節。
- 14 サドル形面を有しており、かつ少なくとも軌道の一部について、上記各レールで該レールの全長に亘って延出する区域と接触する膝蓋骨補装器を具備する、請求項12記載の人工関節。

明 細 書

人工関節

本発明の背景

1 本発明の技術分野

本発明は、人工関節、より詳しく言えば人工膝関節に関する。

2 先行技術の説明

普通人の膝の屈曲と伸展は、三つの骨すなわち、大腿骨と、脛骨と、膝蓋骨との複雑な運動を含有している。屈曲中に、大腿骨の遠端部と、脛骨の近端部とは相対移動し、このとき該関節の回転中心は、大腿骨の骨頭上で後方に移動する。伸展中には、脛骨と大腿骨は反対方向の軌跡を描いて、回転中心は、該関節の伸展に従って前方に移動する。大腿骨と脛骨との運動と同時に、膝蓋骨が大腿骨頭の表面上に移動しながら、膝蓋骨を脛骨に結ぶ膝蓋靭帯によって、脛骨結節から比較的一定の距離を維持している。

膝関節の人工補装器として様々な提案が提出されている。例えば、米国特許第3,996,624号、第4,219,893号、第4,301,553号、第3,728,742号、第4,217,666号、第4,213,289号、第3,813,700号、西独特許第2,227,090号および第2,501,128号、フランス特許第2,269,324号および第2,478,462号を参照されたい。膝全体置換の場合には、大腿骨の骨頭と脛骨頭とを外科的に切除して補装器部材に置換する。球状ドーム形または円錐形プラス

チックボタンなどの膝蓋骨補装器は、通常、膝蓋骨の後方面に固着されて、膝蓋骨と大腿骨補装器の間の境界面としての役目をする。

膝と類似の機能を有する人工関節を製造するために様々な努力が行われている。特に、関節を屈曲させた際に、脛骨部材に対して大腿骨部材の後方移動(脛骨上での大腿骨のロールバック)を生じる様々な装置が提案されている。例えば、米国特許第4,209,861号では、大腿骨部材と脛骨部材との案内面を用いて、膝を徐々に屈曲させる際に、該部材間の接触部が脛骨部材上を後方移動するように案内する人工膝関節を開示している。この後方移動は該関節の屈曲の大部分に亘って行われる。米国特許第4,298,992号では、大腿骨部材が、完全屈曲またはその近辺において、脛骨部材に対して後方へ移動する別の構成について開示している。また、米国特許第3,840,905号を参照されたい。

これらの先行技術の装置は、大腿骨と脛骨との支持面間の接触面積が小さいという欠点を有している。また、該関節を屈曲させた際に、接触面積がさらに減少するようになる。屈曲中に、例えば、蹲ったり、階段を上ったり、椅子から立ち上がるなどの活動中に、該関節に高荷重が加えられ、この荷重を該支持面間の接触面で支持する必要がある。接触面積が小さく、高荷重が加わると、支持面同士が早期磨耗する結果となり、好ましくない。米国特許第4,634,444号では、大面積の支持面を有する

膝関節を開示している。しかし、この関節の大腿骨部材は、自然の膝の場合のように、屈曲時に、脛骨部材に対して後方に移動しない。

また、膝蓋骨補装器の機能向上のために様々な努力が行われている。例えば、米国特許第4,470,158号、第4,309,778号、および第4,340,978号を参照されたい。特に、大腿骨部材の後方面は、該関節の完全伸展時またはその近辺で膝蓋骨補装器を受容する凹状くぼみを具備している。例えば、米国特許第4,353,135号および第4,209,861号を参照されたい。同様に、大腿骨部材の遠方面は、該関節の屈曲時に、膝蓋骨補装器を受容する軌道を有している。注目すべきことは、これらの先行技術の軌道上で膝蓋骨補装器と係合する表面が、凸状に形成されていることにある。実際に、該補装器の外表面の斜面において、不連続部が、前方面の凹状窪みと後方面の凸状軌道間の交点に生じている。

凸状軌道を使用した補装器は様々な欠点を有している。代表的な球状ドーム形または円錐形膝蓋骨補装器と併用する場合に、該軌道と膝蓋骨補装器とは点接触するのみである。前述したように、人工膝関節は、屈曲時、すなわち、膝蓋骨補装器を遠方軌道と接触させたとき、高荷重が加えられる。このように高荷重と点接触とが組み合わされる結果、膝蓋骨補装器の早期磨耗が生じる。事実、金属製支持プレート上に装着されたプラスチック軸受を有する膝蓋骨補装器の場合、該軸受が完全磨耗して、金

に大きい人工関節を提供することにある。本発明の別の目的は、その遠方面の形状が、通常、リビジョン外科で 사용되는球状ドーム形および円錐形ボタン式補装器との線接触を含めて、膝蓋骨補装器と、点接触ではなく、線接触し得るように形成してある、大腿骨補装器を提供することにある。

上記およびそれ以外の諸目的を達成するために、本発明は、伸展位置と、中間位置と、屈曲位置とを有する人工関節を提供する。該関節の運動は、伸展位置と中間位置間の移動を含有する小セグメントと、中間位置と屈曲位置間の移動を含有する大セグメントとを含有している。

該関節は、2個の部材、例えば、膝補装器の場合、大腿骨部材と脛骨部材とを具備している。各部材は、支持面とカム部材とを含有している。各支持面は、第1部分と第2部分とを有しており、第1部分同士は該関節運動の小セグメント中に係合するのに対して、第2部分同士は該関節運動の大セグメント中に係合する。特定の好ましい実施態様では、第2部分が、前掲米国特許第4,634,444号(その関連部分は本仕様書に引例として包含してある)中に開示された型式の大幅で、段付き支持面を有している。

該関節運動の大セグメント中に、該関節運動は、屈曲軸線の回りの回転運動を含有している。この回転運動は、第2部分同士の支持面の相対滑動によって生じる。第1部材と第2部材とのカム部材同士は、該関節運動の小セ

属製プレートと金属製大腿骨部材とが現場で互いにこすり摩擦するのが観察されている。

点接触問題に加えて、大腿骨補装器の外表面における凹状窪みと凸状軌道間の交点に生じる不連続部は、膝蓋骨補装器の磨耗も促進して、該補装器全体の円滑な作動を低下せしめる。

前掲米国特許第4,353,135号では、凸状軌道との線接触を達成できる膝蓋骨補装器の構成を開示している。しかし、この構成は、該方式の円滑に作動するために、外科手術中に大腿骨補装器と正確に整合させる必要がある、複雑な膝蓋骨ボタン形状を用いている。また、リビジョン外科において、従来の膝蓋骨補装器は通常、置換しない。大部分の従来型膝蓋骨補装器は円錐形あるいは球状ドーム形ボタン型のものである。米国特許第4,353,135号は、その他の先行技術の構成の場合と同様に、この種の球状ドーム形または円錐形膝蓋骨補装器と併用した場合に、点接触が生じるのみである。

本発明の要約

前述した技術の現状に鑑み、本発明の目的は、人工関節、特に人工膝関節に関する。

より詳しく言えば、本発明の目的は、大腿骨部材と脛骨部材などの2個の部材を具備する人工関節であって、該関節が伸展位置から屈曲位置に移動する際に、第1部材が第2部材に対して並進し、また第1部材と第2部材の支持面間の接触面積が大きく、特に、該関節の屈曲時

グメント中に互いに相互作用する。特に、該関節が伸展位置と中間位置間で移動する際に、カム部材によって、支持面の第1部分同士が相対回転せしめられる。

該関節の好ましい構成では、支持面の第2部分間の接触面積が、第1部分間の接触面積よりも大きい。この構成は、前述したように、該関節運動の大セグメント中に、第2支持面同士が係合するので、該関節の作動支持接触部が最大になる。さらに、膝関節の場合、この構成は該関節の屈曲時、すなわち該関節が高荷重を受けている際に、大きな接触面積を提供する。

本発明の別の特徴は、その外表面が前方部分と遠方部分とを有する大腿骨補装器を提供することにある。該前方部分は、膝蓋骨補装器と係合するくぼみを有しており、また遠方部分は同じ目的のための軌道を有している。該軌道はくぼみと交差する2本のレールを有している。該各レールの表面は、該レールの縦軸線に直角な方向の断面形状が、1)直線または凹形曲線のいずれかであり、2)該レールの全長に沿って一定であり、また3)該レールと該くぼみ間の交点における該くぼみの表面輪郭に整合するようにしてある。

このような構成を用いることによって、該膝蓋骨補装器が、大腿骨補装器の前方面と遠方面間の転移を含めて、これら両表面上を円滑に移動する。また、該膝蓋骨補装器は、該大腿骨補装器の遠方面と線接触する。特に、レールの輪郭が直線の一部である場合には、円錐形膝

蓋骨ボタンとの線接触が達成され、また、該レールの輪郭が凹形曲線であるとき、球状ドーム形膝蓋骨補装器との線接触が達成される。

添付図面は、本仕様書の一部を構成し、本発明の好ましい実施態様を例示しており、かつ発明の詳細な説明と共に、本発明の原理を説明する役目を果たしている。該図面と説明が、本発明の説明を目的にするもので限定するものではないことは、当然理解すべきであろう。特に、説明の便宜上、下記の説明は人工膝関節に関するものであるが、本発明の様々な特徴は、人工肘関節など他の型式の人工関節にも適用できることは、理解すべきである。

図面の簡単な説明

第1図は、本発明に係わる半拘束式人工膝関節を示す分解透視図である。

第2図は、第1図に示す関節の脛骨面部材を示す側面図である。

第3図は、第1図に示す関節の大腿骨部材の前方面において、第1図に示す関節の膝蓋骨部材と該前方面との係合を示す図面である。

第4図は、第1図に示す関節の大腿骨部材の前方面において、膝蓋骨部材と、該大腿骨部材の遠方面との係合を示す図面である。

第5図は、第1図に示す関節の大腿骨部材の遠方面において、膝蓋骨部材と、該前方面との係合を示す図面である。

好ましい実施態様の説明

これらの図面を参照すると、第1図は、本発明に係わる半拘束式人工膝関節の分解図である。この関節は、大腿骨部(10)と、脛骨面部(12)および脛骨スリーブ(14)を有する脛骨部(13)とを含有している。後述するように、該関節は、膝蓋骨補装器(16)との相互作用を円滑に行うように設計されている。

大腿骨部(10)と脛骨面部(12)とは、互いに嵌合する凸状支持面(20)と、凹状支持面(34)とをそれぞれ担持している(第1図参照)。第6図に示されるように、大腿骨の凸状支持面(20)は、半径 R_1 で示される部分(20a)と、半径 R_2 で示す部分(20b)と、半径 R_3 で示される部分(20c)とを含有している。また、大腿骨の凸状面(20)は、半径 R_4 で示す部分(20d)を含有している。半径 R_4 は半径 R_3 と同一中心を有するので、部分(20d)は部分(20c)と同心である。また、部分(20b)は本仕様書中では凸状支持面(20)の第1部分と呼ばれるのに対して、部分(20c, 20d)の組み合わせが、凸状支持面(20)の第2部分と呼ばれる。

第2図に示されるように、脛骨部の凹状支持面(34)は、半径 R_1 で示される部分(34a)と、その半径が、大腿骨部(10)の半径 R_3 より大きい、平坦または凹形の部分(34b)と、半径 R_3 で示される部分(34c)とを含有している。また、脛骨部の凹状支持面(34)は、半径 R_4 で示す部分(34d)を含有している。半径 R_4 は半径

第6図は、第4図の線6-6についての断面図である。

第7図ないし第10図は、第1図に示す関節において、屈曲角度が 0° 、 15° 、 45° および 120° の場合を示す側面図である。

第11図は、第1図に示す関節において、伸展過度角度が -6° の場合を示す側面図である。

第12図と第13図とは、本発明の膝蓋骨部材と大腿骨部材間の係合(第13図)と、先行技術に基づく補装器で達成される係合(第12図)とを比較したものである。

第14図は、本発明の膝蓋骨軌道装置を用いた拘束型人工膝関節を示す分解透視図である。

第15図は、第14図に示す関節において、該補装器の中心線についての断面図である。

第16図は、第14図に示す関節における大腿骨部材と膝蓋骨部材とを示す側面図である。

第17図は、第14図に示す関節の大腿骨部材の遠方面において、膝蓋骨部材と該遠方面との係合を示す図面である。

第18図は、サドル形表面を有する膝蓋骨部材を示す透視図である。

第19図と第20図とは、第14図に示す関節の大腿骨部材を、球状ドーム形膝蓋骨ボタンと係合した場合(第20図)と、第18図に示す膝蓋骨補装器と係合した場合(第19図)とを比較した矢状面についての断面図である。

R_3 と同一中心を有するので、部分(34d)は部分(34c)と同心である。また、部分(34b)は、本仕様書中で凹状支持面(34)の第1部分と呼ばれるのに対して、部分(34c, 34d)の組み合わせが、凹状支持面(34)の第2部分と呼ばれている。

第1図と第5図に示すように、部分(20a, 20b, 20c)と部分(34a, 34b, 34c)の各々は、2個の離隔部分を含有している。部分(20c, 34c)の離隔部分を、それぞれ部分(20d, 34d)と組み合わせることによって、前掲米国特許第4,634,444号に開示された型式の段付き軸受が形成される。これらの図面に示すように、これらの段付き軸受は該補装器の全幅に亘って延出して、該関節の屈曲運動のための大きな対磨耗性支持面を提供する。好ましくは、部分(20c, 20d)、すなわち凸状支持面(20)の第2部分と、部分(34c, 34d)、すなわち凹状支持面(34)の第2部分とが、回転面、すなわち円筒状である。ただし、他の軸受輪郭も本発明の実施のために使用することができる。

これらの支持面がその回転軸線に垂直な方向に離脱できるように、凹状支持面(34)の第2部分が、凸状支持面(20)の第2部分の半分未満を包囲している。特に、第9図に示すように、第2部分同士は、角度 A で係合し、該角度は図示の実施態様の場合には約 15° である。

部分(34c)の離隔部分は、壁部(44)によって部分(34d)に連結されている。同様に、部分(20c)の離隔部

分は、壁部(28)によって部分(20d)に連結されている。これらの壁部を設けることによって、関節組立体が軸受(20,34)の第2部分の回転軸線に沿って転位するのを防止できる。特に、これらの壁部を係合せしめることによって、支持面(20,34)が相対横運動するのが制限される。注目すべきことは、このような安定化が、2個の横方向に離隔した支持面間にポストなどを使用するような当業界で周知の他の横方向安定化方法に見られるように、支持面の全幅を犠牲にしないで達成されることである。

これらの図面に示すように、部分(20c,34c)の外表面は同一の曲率半径を有しており、これらの曲率半径は、部分(20d,34d)の曲率半径よりも大きい。これらの支持面は図示以外の曲率半径を有することができるが、その場合の曲率半径は、該関節が横方向に転位するのを防止する程度の高さを有する壁部(28,44)を提供するように、設定することを理解すべきである。

第2図中に最も良く見られるように、脛骨面部(12)は、支持面(34)に加えて、カム装置(41)を具備している。同様に、第6図に示すように、大腿骨部(10)はカム装置(43)を含有している。カム装置(41)は、部分(34b)の離隔部分間に配置してあり、かつ部分(34d)の延長部分を有している。カム装置(43)は、部分(20b)の離隔部分間に配置してあり、かつ部分(20d)の延長部分を有している。カム装置(41)は、壁部(44)の延長部分によって部分(34b)に連結してある。

部分の係合から第2部分の係合への移行によって、これらの支持面間の接触面積が増大する。特に、部分(20c)と部分(34c)との噛合および部分(20d)と部分(34d)との噛合によって、接触面積が増大する。中間位置を超える屈曲運動は、増大した屈曲角での重量支持に伴う高度の大腿骨対脛骨荷重に抵抗する、相当な接触支持面積によって達成される。第1図に示す関節の場合、この噛合支持面積は約6.452 cm^2 (1 in^2) の程度である。

該関節運動の大セグメントにわたって、支持面間の接触面積を最大にするために、これら支持面の第1部分と第2部分の間の転位が、該関節の屈曲の初期に行われる。第7図ないし第10図では、この転位は、屈曲角が、該関節の伸展位置から約15°で生じる。従って、該関節運動は、0°から約15°までの小セグメントと、約15°から該関節の屈曲位置、例えば、100°ないし120°までの大セグメントを含有し、この場合、大セグメントは小セグメントの約5倍大さくなる。

これら支持面の第1部分と第2部分間の転位点は、屈曲角が15°以上または以下のいずれの場合にでも設定できるのは当然である。一般に、転位点は、これら第2部分の係合に伴う支持面接触面積の増大という利点をフルに活かすために、屈曲角が約30°以下の所に設定すべきである。

伸展位置と屈曲位置の間の移動に加えて、第1図に示す関節を伸展過度にすることができる。伸展過度の許容

同様に、カム装置(43)は、壁部(28)の延長部分によって部分(20b)に連結してある。また、これらの延長部分を互いに係合させることによって、該関節が様々な屈曲角度でも転位するのを規制することができる。

カム装置(41,43)の作動は、第7図ないし第10図に示されている。第7図は、該関節の伸展位置を、第8図は、該関節の中間位置を、第9図および第10図は、屈曲角が45°と120°の該関節を示している。

これらの図面に示すように、部分(20b,34b)、すなわち表面(20,34)の第1部分は、該関節の伸展位置の際に係合し(第7図)、かつ該関節が伸展位置から中間位置へ移動するとき、互いに相対転動する(第8図)。この転動中の部分(20b,34b)間の理論的接触は、線接触である。カム装置(41,43)は、該関節運動のこの部分の際に、相互作用するので、これら支持面間の転動が許容、規制される。膝での自然力が、関節運動の小セグメントを通じて、カム装置の接触を維持する傾向がある。

部分(20c,34c)は、部分(20d,34d)と同様に、中間位置で係合し始め、残りの該関節の屈曲にわたって、係合を維持している(第9および第10図)。表面(20,34)のこれらの第2部分が係合している際の該関節運動は、半径 R_1 と R_2 の共通中心で面成される、軸線の回りの該関節の単純回転を含有している。これらの第2部分は、この回転中に互いに滑動する。

前述したように、理論的には線接触に過ぎない、第1

量は、大腿骨部(10)上の表面(12)(第6図参照)を、脛骨面部(12)の表面(10)(第2図参照)と係合することによって決定される。また、大腿骨の表面(20a)の半径 R_1 が、脛骨の表面(34a)の半径 R_2 と接触するので、伸展過度が抑制される。第11図は、完全伸展過度状態の関節を示している。図示の関節の場合、伸展過度は-6°に制限されている。それ以上またはそれ以下の伸展過度量は所望により許容することができる。

凸状支持面(20)とカム装置(43)に加えて、大腿骨部(10)は、標準外科技術を用いて患者の大腿骨内に移植可能な固定シャフトを含有している。同様に、凹状支持面(34)とカム装置(41)に加えて、脛骨面部(12)が垂下軸(54)と、スラスト軸受面(52)とを含有している。第2図に示すように、垂下軸(54)はオプションとして金属製補強棒(71)を具備することができる。

関節組立体では、脛骨面部(12)の底部の支持面(52)が、支持面(58)すなわち脛骨スリーブ(14)の上面と嵌合しており、かつ垂下軸(54)は、脛骨スリーブの本体に形成された穴(56)に受容される。その関連部分が本仕様書中に引例として包含された前掲米国特許第4,219,891号および第4,301,553号中に詳述されるように、これらの部材の配置によって、大腿骨と脛骨とが完全伸展位置から屈曲位置へ移動する際に、脛骨スリーブ(14)が脛骨面部(12)に対して相対回転する。屈曲運動時に、脛骨のその縦軸線の回りの回転は通常、10°

ないし 15° である。

脛骨スリーブ(14)は、脛骨の上方部分に移植可能である。この移植では、様々な方法を使用することができる。この種の一方法は、本出願の譲受人に譲渡された、“人工補装器を骨に固定する装置”という名称を有する、特許協力条約の国際公開第 885/03426 号に記載されている。要するに、この方法は、脛骨の上端部の脛骨の内表面の一部分と嵌合する形状を有する外表面(50)を脛骨スリーブ(14)に設けることが含有されている。解剖学的な輪郭形成に加えて、この表面はくさび剪断荷重を、脛骨内の圧縮荷重に変化させる形状(62)を有している。この方法の詳細は、上記国際公開に記載されている。

また、大腿骨部(10)は、脛骨部(13)と係合するほか、膝蓋骨補装器(80)と係合する。この目的のために、該大腿骨部の前方面は、凹状くぼみ(82)を具備しており、また、遠方面は、該くぼみと交差する軌道(84)を有している。軌道(84)は、レール(88)を含有しており、各レール(88)は、該レールの縦軸線に直角な方向に沿った断面形状が、1)直線または凹形曲線のいずれかであり、2)該レールの全長に亘って一定であり、かつ 3)該レールと該くぼみの間の交点でのくぼみ(82)の表面の形状に合わせられている。

本発明に係わるレール(88)を製造する利点は、第12図および第13図中に示されている。第12図は、先行技術で用いられる構成であって、膝蓋骨補装器(80)と係合

する、大腿骨補装器(92)の遠方面が凸状に形成されているものを示している。この図面に示されているように、これらの補装器は、点(96)において点接触するに過ぎない。このような点接触の結果、該膝蓋骨補装器の磨耗率が増大する。また、この種の先行技術に係わる補装器では、該凸状表面と、該膝蓋骨補装器を受容する該補装器の前方面に形成された凹状くぼみ間の交点に、明瞭な勾配の変化が存在する。

第12図と対照的に、第13図に示すように、本発明に基づく形状のレール(88)を設ける場合、膝蓋骨補装器と、大腿骨補装器の間に曲線(94)に沿って線接触が達成される。第4図中に示されるように、この線接触を球状ドーム形膝蓋骨ボタンで達成するために、曲線(94)は、該膝蓋骨補装器のドーム形表面と同一の曲率半径R₁を有する円の一部である。代表的な補装器寸法の場合、各曲線(94)の長さは該レール幅に相当するもので、5ないし6mmの程度である。

該膝蓋骨補装器と、該大腿骨補装器の遠方面の間に線接触が達成された場合の磨耗率は、点接触の場合の磨耗率と比べて大幅に低下する。また、例えば、第1図に見られるように、レール(88)の凹状輪郭によって、該レールと凹状くぼみ(82)の間の転位が完全に円滑になる。

円錐形膝蓋骨ボタンの場合、レール(88)は、凹状ではなく、直線の一部である。このような場合には、くぼみ(82)は、該レールと該くぼみ間の転位を円滑にする

ために、V字形、すなわち2個の内傾斜平面を具備することが好ましい。

大腿骨補装器の遠方面との接触がさらに増大する、本発明と併用可能な膝蓋骨補装器(96)が、第18図に示してある。この補装器の前方面は、該補装器を患者の膝蓋骨の遠方に固定する合釘(101)を具備している。関節組立体において該大腿骨補装器と係合する、該補装器の遠方面はサドル形に形成されている。

第18図に示すように、該サドルは正中線・横方向に沿って、曲率半径R₁を有している。この曲率はレール(88)の正中線・横方向の曲率半径(第4図および第13図参照)に合わせてあるので、球状ドーム形膝蓋骨補装器の場合のような接触がこの方向に沿って達成される。このサドルは、線100および102についてそれぞれ曲率半径R₂およびR₂'を有している。第6図に見られるように、R₂は、レール(88)の外端縁の曲率半径であり、R₂'は、該レールの内端縁の曲率半径である。従って、膝蓋骨補装器(96)は、膝蓋骨ボタンを軌道(84)のR₂部分と接触させ、屈曲と重量支持に伴う高度の接触力が作用する際に、該大腿骨補装器のレール(88)と区域(104)に亘って表面接触するのである。

このような接触増加が、第19図および第20図の断面図中に示されている。第20図に示されるように、凹状レール(88)を用いることによって、球状ドーム形ボタンは、線(138)に沿って線接触することができる。しかし、第

19図に示すように、凹状レール(88)と、第18図に示すサドル形輪郭を有するボタンを使用することによって、区域(104)に亘る接触が達成される。

第14図ないし第20図は、球状ドーム形膝蓋骨補装器(80)またはサドル形膝蓋骨補装器(96)と係合可能な凹状レール(88)を用いた、拘束型(鎖番式)人工膝関節を示している。この補装器の場合、脛骨面部(12)はヒンジポスト(106)を担持している。この目的のために、該脛骨面部は、側壁(122)を有するスロット(120)を有している。該ヒンジポストは、側壁(122)に形成されたビード(108)の下部にフランジ(110)をスナップ嵌めすることによって、該脛骨面部に対して装着される。

ヒンジポスト(106)は、片側1個づつ計2個のフランジ付き軸受(114)を受容する穴(112)を具備している。関節の組み立て手順は、先ず大腿骨部(10)をヒンジポスト上に嵌め込んで、該大腿骨部上の支持面(130)を、脛骨面部上の支持面(132)と接触させる。次いで、ヒンジピン(116)を大腿骨部と軸受(114)との穴(112)に挿通させることによって、ヒンジが組み立てられる。ヒンジピン(116)は、溝(128)内に受容されるスナップリング(118)によって、適所に保持される。

第1図ないし第11図に示す関節の場合のように、第14図ないし第20図に示す関節は、事実上、該関節の全幅に亘って延出する大きな支持面を有している。すなわち、該関節の大腿骨側に関連する支持面は、表面(130)と、

ヒンジピン (116) の下部外表面 (134) とを含有している。脛骨側の相当する同心支持面は、表面 (132) と、軸受 (114) の下部内表面とを有している。

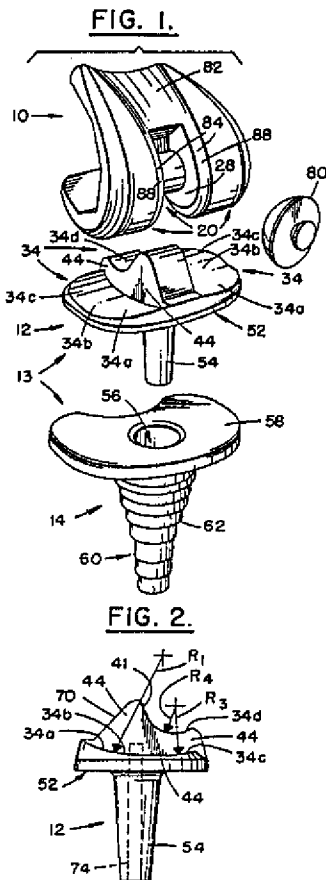
ヒンジピン (116) と、大腿骨部 (10) とは、例えば、チタン合金またはコバルト・クロム合金などの類似の対磨耗性を有する材料から製造される。同様に、軸受 (114) と、脛骨面部 (12) とは超高分子量ポリエチレンなどの類似の対磨耗性を有する材料から製造される。このようにして、これらの支持面が磨耗しても、これらの表面の同心性が維持される。これは、磨耗性部材、すなわち、プラスチック部材のすべてが、例えば、脛骨側などの該関節の一侧に関連しているのに対し、非磨耗性部材、すなわち、金属製部材のすべてが、大腿骨側などの該関節の他側に関連しており、かつこれらのプラスチック部材と同一の中心線の回りの回転面であるためである。従って、プラスチック部材の磨耗に伴って、共通中心線が、例えば、脛骨側に向かって移行するが、これらの金属製支持面と、プラスチック製支持面の各々は、その合わせ面に対して同心性を維持するのである。

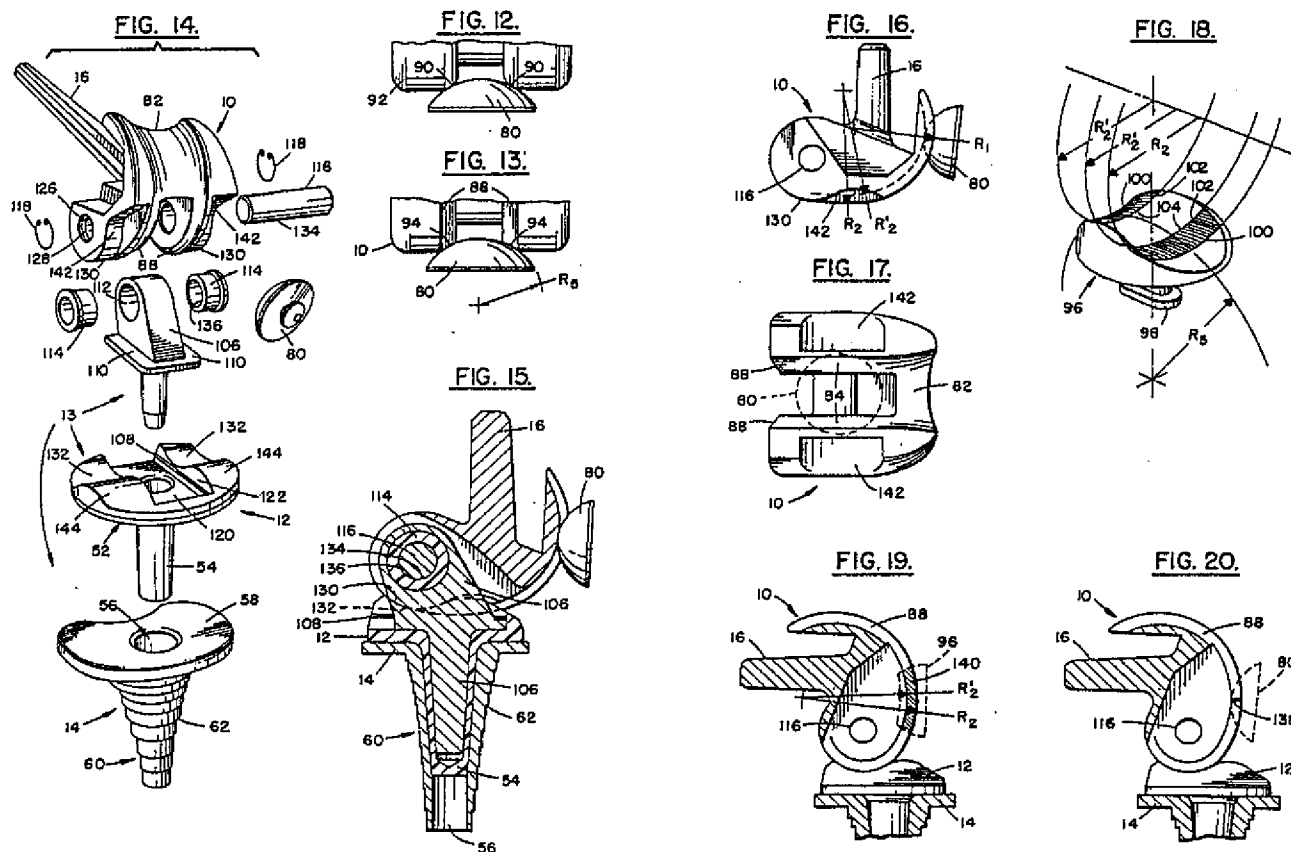
支持面 (118) は、鎌蓋関節に通常、使用される支持面よりも、該関節の正中面から遠方に配置してある。このような変更によって、レール (88) を、鎌蓋骨補装器と安定係合できる程度に、互いに離隔させることができる。該関節の組立て時には、レール (88) を脛部 (122) の内部に嵌入させて、スロット (126) 内に受容させる。大腿

骨部 (10) の外表面は、該関節の伸展限界時には、突起 (144) と係合する腐み (142) を具備している。

大腿骨部 (10) と、脛骨部 (13) と、鎌蓋骨部 (80, 96) とは、様々な生体親和性があり、外科的に移植可能な材料で製造することができる。例えば、米国試験・材料協会 (ASTM) 規格 F 75 に記載のコバルト・クロム・モリブデン合金を、大腿骨部 (10) に、米国試験・材料協会 (ASTM) 規格 F 136 に記載のチタン・アルミニウム・バナジウム合金を、脛骨スリーブ (14) に、さらに、超高分子量ポリエチレン (UHMWPE) を、脛骨面部 (12)、軸受 (114) および鎌蓋骨補装器とに使用することができる。同様に、ヒンジポスト (106)、ヒンジピン (116) およびスナップリング (118) とは、コバルト・クロム合金またはチタン合金で製造することができる。本発明の人工関節に適用可能な他の形式の材料または組合せは、当業者に自明であろう。

本発明の特定の実施態様について説明したが、本発明の精神と範囲とにそむくことなく様々な変更を実行できることは当業者によって了承されよう。例えば、関節運動の小セグメント時に、支持面同士の相対回転を許容せしめるために、上記以外に様々なカム装置を使用することができる。





補正書の写し（翻訳文）提出書（特許法第184条の8）

平成 2 年 8 月 1 日

特許庁長官 殿

1 国际出版号
PCT/US89/00387

2 発明の名称
人 工 関 節

3 特許出願人
住 所 アメリカ合衆国06902コネチカット州スタンフォード、
カナル・ストリート 860
名 称 ジョイント・メディカル・プロダクツ・コーポレーション

4 代 理 人
住 所 東京都千代田区永田町1丁目11番28号
相互永田町ビルディング 8階
電話 581-9371

氏 名 (7101) 弁理士 山 崎 行 雄

四 所

氏 名 (7603) 弁理士 木 村 博

同所

氏 名 (9766) 井 理 士 日 野 隆 男

5 補正書の提出年月日
1990(平成2年) 2月16日

6 紙付調子の目録
(1) 補正書の写し(翻訳文)

1 伸展位置と、屈曲位置の間で運動可能な人工関節であつて、上記運動が、伸展位置と中間位置間に亘る小セグメントと、該中間位置と屈曲位置間に亘る大セグメントとを含有している人工関節であつて、

第1カム装置と、第1部分と第2部分とを具備して、該第1部分の曲率が第2部分の曲率よりも小さい凸形支持面とを有する第1部材と、

第2カム装置と、第1部分と第2部分とを具備して
いて、該第1部分の曲率が第2部分の曲率よりも小さ
い凹形支持面とを有する第2部材とを具備していて、

上記関節運動の小セグメント時に、上記凸形支持面の第1部分を上記凸形支持面の第1部分に係合させ、

上記関節運動の大セグメント時に、上記凹形支持面の第2部分を上記凸形支持面の第2部分に係合させ、かつ上記第2部分同士が係合中に、上記関節が屈曲運動の固定軸線の回りを移動し、さらに上記屈曲運動が、上記第2部分間の転動を伴わない相対滑動によって発生し、

上記第1および第2カム装置が、上記関節運動の小セグメント中に相互作用を行い、上記関節が伸展位置と中間位置の間で移動する際に、上記相互作用に伴って上記第1および第2支持面が実質的に滑動することなく相対運動するので、上記支持面間の接触線が上記

13

方 式

- 支持面の第2部分に向かって移動することを特徴とする、人工関節。
- 2 上記凸形支持面と凹形支持面の間の接触面積が、第1部分同士に係合時よりも、第2部分同士に係合時に大きくなる、請求項1記載の人工関節。
- 3 上記関節運動の大セグメント中に、上記凹形および凸形支持面の第2部分同士が噛合する、請求項1記載の人工関節。
- 4 上記凸形および凹形支持面の第2部分の各々が股付き面を形成している、請求項3記載の人工関節。
- 5 上記凸形および凹形支持面の第2部分が、実質的に上記関節の全幅に亘る回転面である、請求項4記載の人工関節。
- 6 上記関節運動の小セグメントが約30°未満である、請求項1記載の人工関節。
- 7 上記第1部材が、人口膝関節の大腿骨部を含有し、かつ上記大腿骨部が外表面を有する本体を具備しており、上記外表面が、上記補装器を大腿骨に移植した際に、前方に配置される第1部分と、遠方に配置される第2部分とを有しており、上記外表面の第1部分が膝蓋骨補装器と係合可能なくぼみを具備しており、上記外表面の第2部分が膝蓋骨補装器と係合可能な軌道を具備しており、上記軌道が2本のレールを含有し、上記各レールの表面であって、上記レールの縦軸線に直角な方向の断面形状が直線または凹形曲線のいずれかであり、上記断面形状がレールの全長に亘って一定であり、上記レールが上記くぼみから延出するとともに、上記各レール表面の断面形状が上記レールとくぼみとの交点における上記くぼみ表面の断面形状に整合させてあるので、各レールの表面とくぼみの表面とが接続するようになる、請求項1記載の人工関節。
- 8 上記各レールの断面形状が凹形であり、かつ円の一部である、請求項7記載の人工関節。
- 9 上記各レールに対して、上記レールの縦軸線に直角な線に沿って接触する膝蓋骨補装器を具備する、請求項7記載の人工関節。
- 10 サドル形面を有しており、かつ少なくとも軌道の一部について、上記各レールで該レールの全長に亘って延出する区域と接触する、膝蓋骨補装器を具備する、請求項8記載の人工関節。
- 11 上記第1部材が、人工膝関節の大腿骨部を含有しており、上記第1部材が外表面を有する本体を含有しており、上記外表面の一部分が、上記補装器を大腿骨内に移植させた際に、遠方に配置されており、上記部分が、2本のレールを有していてかつ膝蓋骨補装器と係合可能な軌道を含有しており、さらに上記各レール表面の断面形状が、上記レールの縦軸線と直角な方向に沿って、a) 直線または凹形曲線のいずれか、およびb) 上記レールの全長に沿って一定にしてある、請求項1記載の人工関節。
- 12 上記各レールの断面形状が凹形であり、かつ円の一部である、請求項11記載の人工関節。
- 13 上記各レールに対して、上記レールの縦軸線に直角な方向に沿って接触する、膝蓋骨補装器を組み合わせた、請求項11記載の人工関節。
- 14 サドル形面を有しており、かつ少なくとも軌道の一部について、上記各レールで該レールの全長に亘って延出する区域と接触する膝蓋骨補装器を具備する、請求項12記載の人工関節。
- 15 a) 第1支持区域と、嵌合すべき第2支持区域を有する凸形支持部材であって、上記第2支持区域が、第1軸線の回りの回転面であり、かつその曲率半径が、第1支持区域の曲率半径よりも小さい凸形支持部材と、
b) 第1支持区域と係合可能な第3支持区域と、第2支持区域と係合可能な嵌合すべき第4支持区域とを有する凹形支持部材であって、上記第4支持区域が、第2軸線の回りの回転面であり、かつその曲率半径が、第3支持区域の曲率半径よりも小さい凹形支持部材とを有する、二つの骨の間で屈曲運動を付与する人工関節であって、
上記第2支持区域の曲率半径が上記第4支持区域の曲率半径と実質的に同一であるので、上記第2支持区域と上記第4支持区域とが互いに噛合し、さらに
上記第2支持区域と上記第4支持区域とを係合した際に、上記関節の屈曲軸線が第1軸線と第2軸線に対して平行になることを特徴とする人工関節。
- 16 a) 第1支持区域と、嵌合すべき第2支持区域を有する屈曲支持面を有する大腿骨部であって、上記第2支持区域が、第1軸線の回りの回転面であり、かつその曲率半径が、第1支持区域の曲率半径よりも小さい大腿骨部と、
b) 第1支持区域と係合可能な第3支持区域と、第2支持区域と係合可能な嵌合すべき第4支持区域とを有する屈曲支持面を含有する脛骨部であって、上記第4支持区域が、第2軸線の回りの回転面であり、かつその曲率半径が、第3支持区域の曲率半径よりも小さい脛骨部とを含有する人工膝関節であって、
上記大腿骨部の上記第2支持区域の曲率半径が上記脛骨部の上記第4支持区域の曲率半径と実質的に同一であるので、上記脛骨部の上記第4支持区域の回転面が、上記大腿骨部の上記第2支持区域の回転面と噛合し、さらに
上記第2支持区域と上記第4支持区域とを係合した際に、上記関節の屈曲軸線が第1軸線と第2軸線に対して平行になることを特徴とする人工膝関節。
- 17 上記凸形支持部材と凹形支持部材の間の接触面積が、第1支持区域と第3支持区域とを係合した場合に比べて、第2支持区域と第4支持区域とを係合した場合に

より大きくなる、請求項1記載の人工関節。

18. 上記大腿骨部と脛骨部との屈曲支持面間の接触面積が、第1支持区域と第3支持区域とを係合した場合に比べて、第2支持区域と第4支持区域とを係合した場合により大きくなる、請求項1記載の人工関節。

国際調査報告

International Application No. PCT/US89/00387

1. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IN accord with classification symbols applicable, indicate any * IPC (C): A61F 2/38 U.S. Cl. 623/20		
II. FIELDS SEARCHED		
Classification System	Minimum Documentation Searched	
U.S.	623/16, 18, 19, 20	
Documentation Searched other than Minimum Documentation is the extent that such Documents are included in the Fields Searched *		
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT *		
Category *	Character of Disclosure, * with indication, where appropriate, of the relevant passages *	Relevance to Claim No. *
A	US, A, 4,298,992 (BURSTEIN ET AL.) 10 November 1981, see Figures 7A-7F; column 4, lines 30-56.	1-14
A	US, A, 4,094,017 (MATTHEWS ET AL.) 13 June 1978, see Figures	7-14
A	US, A, 3,964,106 (HUTTER, JR. ET AL.) 22 June 1976, see Figures.	7-14
<p>* Special categories of cited documents: *</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"B" prior document not published on or after the international filing date</p> <p>"C" document which may require details on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another claimant or other special reason (as appropriate)</p> <p>"D" document referring to art and disclosure, use, or habitat of other claims</p> <p>"E" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"F" prior document published after the international filing date at priority date and not in conflict with the substance but used to understand the purpose of (part) understanding the invention</p> <p>"G" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"H" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"I" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"J" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"K" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"L" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"M" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"N" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"O" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"P" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"Q" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"R" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"S" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"T" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"U" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"V" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"W" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p> <p>"Z" document of particular relevance; the claimed invention cannot be distinguished therefrom or cannot be distinguished by analogy or otherwise</p>		
IV. CERTIFICATION		
Date of Actual Completion of the International Search	Date of Mailing of the International Search Report	
06 March 1989 (06.03.89)	20 APR 1989	
International Searching Authority	Signature of Authorized Officer	
ISA/US	David J. Bender	

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (Rev. 11-87)

りも小さい凹状当接要素とを有する、二つの骨の間で屈曲運動を付与する人工関節であって、

上記第2当接区域の曲率半径が上記第4当接区域の曲率半径と実質的に同一であるので、上記第2当接区域と上記第4当接区域とが互いに一致して係合し、さらに

上記第2当接区域と上記第4当接区域とを係合した際に、上記関節の屈曲軸線が上記第1軸線と第2軸線に対して平行になることを特徴とする人工関節が与えられる。

更に本発明によれば、1) 第1当接区域と、上記第1当接区域から延長する第2当接区域を有する屈曲当接面を有する大腿骨部であって、上記第2当接区域が、第1軸線の回りの回転面であり、かつその曲率半径が、第1当接区域の曲率半径よりも小さい大腿骨部と、

2) 第1当接区域と係合可能な第3当接区域と、第2当接区域と係合可能であって上記第3当接区域から延長する第4当接区域とを有する屈曲当接面を含有する脛骨部であって、上記第4当接区域が、第2軸線の回りの回転面であり、かつその曲率半径が、第3当接区域の曲率半径よりも小さい脛骨部とを含有する人工関節部であって、

上記大腿骨部の上記第2当接区域の曲率半径が上記脛骨部の上記第4当接区域の曲率半径と実質的に同一であるので、上記脛骨部の上記第4当接区域の回転面が、上記大腿骨部の上記第2当接区域の回転面と一致して係合し、さらに

上記第2当接区域と上記第4当接区域とを係合した際に、上記関節の屈曲軸線が第1軸線と第2軸線に対して平行になることを特徴とする人工関節部が与えられる。

更に本発明によれば、伸屈位置と、屈曲位置の間で運動可能な人工関節として、

凸状当接面と第1カム装置を有する第1要素にして、上記凸状当接面は第1部分と第2部分を有し、上記第1部分の湾曲率は上記第2部分の湾曲率よりも小さい第1要素、

上記第2当接区域の曲率半径R3は上記第4当接区域の曲率半径R3と実質的に同一なので、上記第2当接区域と第4当接区域は相互に密着して係合し、

上記人工関節の屈曲軸線は、上記第2当接区域と第4当接区域が係合した場合には、上記第1軸線と第2軸線に平行であることを特徴とする人工関節が与えられる。」

(2) 第9頁8行乃至9行「互いに嵌合する・・・それぞれ」を「互いに嵌合する連結部、すなわち凸状当接面(20)と、今一つの連結部、すなわち凹状当接面(34)とをそれぞれ」に訂正する。

(3) 下記の箇所に記載の「支持面」をいずれも「当接面」に訂正する。

第9頁11行、17行、18行乃至19行、20行、24行、第10頁9行、4行、13行、14行、18行、20行、20行乃至21行、第11頁5行、7行、9行、12行乃至13行、18行、第12頁15行、第18頁2行、5行、9行、10行、18行、第14頁9行、11行乃至12行、第18頁24行、25行、第19頁2行、20行

(4) 第9頁3乃至5行「この関節は、・・・含有している。」を以下のように訂正する。

「この関節は、第1要素、すなわち大腿骨部(10)と、脛骨部(12)および脛骨スリーブ(14)を有する第2要素、すなわち脛骨部(13)からなる。」

(5) 第9頁17行、第10頁2行、第14頁20行「本仕様書」を「本明細書」に訂正する。

(6) 第10頁10行、11行「軸受」をいずれも「連結部」に訂正する。

(7) 第10頁16行「円筒状」を「円形状」に訂正する。

(8) 同17行「軸受輪郭」を「輪郭の当接面」に訂正する。

(9) 第11頁2行「軸受」を「当接面」に訂正する。

(10) 第12頁10行、20行「表面」を「当接面」に訂正する。

(11) 同14行「この部分の際に、」を「この時点で」に訂正する。

(12) 第14頁11行「シャンク」を「シャンク(16)」に訂正する。

凹状当接面と第2カム装置を具えた第2要素を有する人工関節において、
上記第2要素の凹状当接面は第1部分と第2部分を有し、上記第1部分の湾曲率は上記第2部分の湾曲率よりも小さくなっており、

上記人工関節の運動は上記伸屈位置と中間位置間で延長する小セグメント、及び上記中間位置と屈曲位置間で延長する大セグメントからなり、

上記第1要素の凸状当接面の第1部分は、上記人工関節が小セグメントの運動を行う間に、上記第2要素の凹状当接面の第1部分に当接するようになっており、

上記第1要素の凸状当接面の第2部分は、上記人工関節が大セグメントの運動を行う間に、上記第2要素の凹状当接面の第2部分に当接するようになっており、上記第2部分が係合する場合には上記人工関節は固定軸線を中心として回転し、この回転は上記第2部分相互が転動するのではなく、滑動することによって生じ、

第1カム装置と第2カム装置は上記人工関節が小セグメントの運動を行う間に相互作用をし、この相互作用によって上記凸状当接面と凹状当接面は、上記人工関節がその伸屈位置と中間位置間で運動する場合に実質的に滑動することなく相互に転動し、もって上記凸状当接面と凹状当接面間の接触線は当接面上の第2部分に向けて移動することを特徴とする人工関節が与えられる。

更に本発明によれば、2本の骨の間で屈曲運動を行わせる人工関節にして、

(1) 第1当接区域と上記第1当接区域につながる第2当接区域を有する凸状当接要素であって、上記第2当接区域は第1軸線を中心にして回転する回転面であり、上記回転面は上記第1当接区域の曲率半径R2よりも小さい曲率半径R8をもった凸状当接要素、及び

(2) 上記第1当接区域に当接する第3当接区域と、上記第3当接区域から延長して上記第2当接区域に係合する第4当接区域を具えた凹状当接要素を有し、上記第4当接区域は第2軸線を中心にして回転する回転面であり、上記回転面は上記第3当接区域の曲率半径よりも小さい曲率半径R8をもっている人工関節において、

(13) 同13行「軸受面(52)」を「連結面(52)」に訂正する。

(14) 同18行「嵌合しており、」を「接触しており、」に訂正する。

(15) 第15頁15行、第16頁7行「凹状くぼみ」を「凹部」に訂正する。

(16) 第15頁81行「くぼみ」(2か所)を「凹部」に訂正する。

(17) 同22行「凹状窪み」を「凹部」に訂正する。

(18) 同24行乃至25行「窪み」を「凹部」に訂正する。

2 請求の範囲の項を以下のように訂正する。

「1 伸屈位置と、屈曲位置の間で運動可能な人工関節であって、上記運動が、伸屈位置と中間位置間に亘る小セグメントと、該中間位置と屈曲位置間に亘る大セグメントとを含有している人工関節部であって、

第1カム装置と、第1部分と第2部分とを具備して、該第1部分の曲率が第2部分の曲率よりも小さい凸状当接面とを有する第1要素と、

第2カム装置と、第1部分と第2部分とを具備して、該第1部分の曲率が第2部分の曲率よりも小さい凹状当接面とを有する第2要素とを具備して、

上記関節運動の小セグメント時に、上記凸状当接面の第1部分を上記凸状当接面の第1部分に係合させ、

上記関節運動の大セグメント時に、上記凹状当接面の第2部分を上記凸状当接面の第2部分に係合させ、かつ上記第2部分同士が係合中に、上記関節が屈曲運動の固定軸線の回りを移動し、さらに上記屈曲運動が、上記第2部分間の転動を伴わない相対滑動によって発生し、

上記第1および第2カム装置が、上記関節運動の小セグメント中に相互作用を行い、上記関節が伸屈位置と中間位置の間で移動する際に、上記相互作用に伴って上記凸状当接面および上記凹状当接面が実質的に滑動することなく相対転動するので、上記凹状当接面間の接触線が上記凸状当接面の第2部分に向かって移動することを特徴とする人工関節。

2 請求項1記載の人工関節において、上記凸状当接面と凹状当接面間の接触面が、第1部分同士の係合時よりも、第2部分同士の係合時に大きくなることを特徴とする人工関節。

- 3 請求項1記載の人工関節において、上記関節運動の大セグメント中に、上記凹状および凸状当接面の第2部分同士が係合することを特徴とする人工関節。
- 4 請求項8記載の人工関節において、上記凸状および凹状当接面の第2部分の各々が段差面を形成していることを特徴とする人工関節。
- 5 請求項4記載の人工関節において、上記凸状および凹状当接面の第2部分が、実質的に上記関節の全幅に亘る凹曲面であることを特徴とする人工関節。
- 6 請求項1記載の人工関節において、上記関節運動の小セグメントが約30°以下であることを特徴とする人工関節。
- 7 請求項1記載の人工関節において、上記第1要素が、人工関節の大屈骨部を含有し、かつ上記大屈骨部が外表面を有する本体を具備しており、上記外表面が、上記補装部を大屈骨に移植した際に、前方に配設される第1部分と、遠方に配設される第2部分とを有しており、上記外表面の第1部分が膝蓋骨補装部と係合可能な凹部を具備しており、上記外表面の第2部分が上記膝蓋骨補装部と係合可能な軌道を具備しており、上記軌道が2本のレールを含有し、上記各レールの表面であって、上記レールの縦軸線に直交方向の断面形状が直線または凹状曲線のいずれかであり、上記断面形状がレールの全長に亘って一定であり、上記レールが上記凹部から延出するとともに、上記各レール表面の断面形状が上記レールと上記凹部との交点における上記凹部の表面の断面形状に整合させてあるので、各レールの表面と上記凹部の表面とが連続するようになることを特徴とする人工関節。
- 8 請求項7記載の人工関節において、上記各レールの断面形状が凹状であり、かつ円の一部分を構成することを特徴とする人工関節。
- 9 請求項7記載の人工関節において、上記各レールに対して、上記レールの縦軸線に直交方向に沿って接触する膝蓋骨補装部を具備することを特徴とする人工関節。
- 10 請求項8記載の人工関節において、サドル形表面を有しており、かつ少

なくとも軌道の一部分について、上記各レールで該レールの全長に亘って延出する区域と接触する膝蓋骨補装部を具備することを特徴とする人工関節。

- 11 請求項1記載の人工関節において、上記第1要素が、人工関節の大屈骨部を含有しており、上記第1要素が外表面を有する本体を含有しており、上記外表面の一部が、上記人工関節を大屈骨内に移植させた際に、遠方に配置されており、上記部分が、2本のレールを有していかつ膝蓋骨補装部と係合可能な軌道を含有しており、さらに上記各レール表面の断面形状が、上記レールの縦軸線と直交方向に沿って、1) 直線または凹形曲線のいずれか、および2) 上記レールの全長に沿って一定にしていることを特徴とする人工関節。
- 12 請求項11記載の人工関節において、上記各レールの断面形状が凹状であり、かつ円の一部分を構成することを特徴とする人工関節。
- 13 請求項11記載の人工関節において、上記各レールに対して、上記レールの縦軸線に直交方向に沿って接触する膝蓋骨補装部を合わせもつことを特徴とする人工関節。
- 14 請求項12記載の人工関節において、サドル形表面を有しており、かつ少なくとも軌道の一部分について、上記各レールで該レールの全長に亘って延出する区域と接触する膝蓋骨補装部を具備することを特徴とする人工関節。
- 15 1) 第1当接区域と、上記第1当接区域から延長する第2当接区域を有する凸状当接要素であって、上記第2当接区域が、第1軸線の回りの凹曲面であり、かつその曲率半径が、第1当接区域の曲率半径よりも小さい凸状当接要素と、
- 2) 上記第1当接区域と係合可能な第3当接区域と、上記第2当接区域から延長して上記第3当接区域から延長し上記第2当接区域と係合する第4当接区域とを有する凹状当接要素であって、上記第4当接区域が、第2軸線の回りの凹曲面であり、かつその曲率半径が、上記第3当接区域の曲率半径よりも小さい凹状当接要素とを有する、二つの骨の間に屈曲運動を付

与する人工関節であって、

上記第2当接区域の曲率半径が上記第4当接区域の曲率半径と実質的に同一であるので、上記第2当接区域と上記第4当接区域とが互いに一致して係合し、さらに

上記第2当接区域と上記第4当接区域とを係合した際に、上記関節の屈曲軸線が上記第1軸線と第2軸線に対して平行になることを特徴とする人工関節。

- 16 1) 第1当接区域と、上記第1当接区域から延長する第2当接区域を有する屈曲当接面を有する大屈骨部であって、上記第2当接区域が、第1軸線の回りの凹曲面であり、かつその曲率半径が、第1当接区域の曲率半径よりも小さい大屈骨部と、
- 2) 第1当接区域と係合可能な第3当接区域と、第2当接区域と係合可能であって上記第3当接区域から延長する第4当接区域とを有する屈曲当接面を含有する屈骨部であって、上記第4当接区域が、第2軸線の回りの凹曲面であり、かつその曲率半径が、第3当接区域の曲率半径よりも小さい屈骨部とを含有する人工関節であって、
- 上記大屈骨部の上記第2当接区域の曲率半径が上記屈骨部の上記第4当接区域の曲率半径と実質的に同一であるので、上記屈骨部の上記第4当接区域の凹曲面が、上記大屈骨部の上記第2当接区域の凹曲面と一致して係合し、さらに
- 上記第2当接区域と上記第4当接区域とを係合した際に、上記関節の屈曲軸線が第1軸線と第2軸線に対して平行になることを特徴とする人工関節。
- 17 請求項16記載の人工関節において、上記凸状当接要素と凹状当接要素との接触面が、上記第1当接区域と上記第3当接区域が係合した場合に比べて、上記第2当接区域と上記第4当接区域とを係合した場合よりも大きくなることを特徴とする人工関節。
- 18 請求項16記載の人工関節において、上記大屈骨部と屈骨部との屈曲当接面間の接触面が、上記第1当接区域と上記第3当接区域とを係合した

場合に比べて、上記第2当接区域と上記第4当接区域が係合した場合よりも大きくなることを特徴とする人工関節。

- 19 伸屈位置と、屈曲位置の間で運動可能な人工関節として、
- 凸状当接面20と第1カム装置43を有する第1要素10にして、上記凸状当接面20は第1部分20bと第2部分20cを有し、上記第1部分の湾曲率は上記第2部分の湾曲率よりも小さい第1要素10、
- 凹状当接面34と第2カム装置41を具えた第2要素13を有する人工関節において、
- 上記第2要素13の凹状当接面34は第1部分34bと第2部分34cを有し、上記第1部分34bの湾曲率は上記第2部分34cの湾曲率よりも小さくなっており、
- 上記人工関節の運動は上記伸屈位置と中間位置間で延長する小セグメント、及び上記中間位置と屈曲位置間で延長する大セグメントからなり、
- 上記第1要素10の凸状当接面20の第1部分20bは、上記人工関節が小セグメントの運動を行う間に、上記第2要素13の凹状当接面34の第1部分34bに当接するようになっており、
- 上記第1要素10の凸状当接面20の第2部分20cは、上記人工関節が大セグメントの運動を行う間に、上記第2要素13の凹状当接面34の第2部分34cに当接するようになっていて、上記第2部分20c、34cが係合する場合に上記人工関節は固定軸線を中心に回転し、この回転は上記第2部分20c、34c相互が転動するのではなく、滑動することによって生じ、
- 第1カム装置43と第2カム装置41は上記人工関節が小セグメントの運動を行う間に相互作用をし、この相互作用によって上記凸状当接面20と凹状当接面34は、上記人工関節がその伸屈位置と中間位置間で運動する場合に実質的に滑動することなく相互に転動し、もって上記凸状当接面20と凹状当接面34間の接触線は当接面の上記第2部分20c、34cに向けて移動することを特徴とする人工関節。
- 20 請求の範囲19記載の人工関節において、上記第1要素10は人工関節

節の大腸骨部を、上記第2要素13は人工関節の脛骨部を有し、

上記第2要素13を脛骨内に移植した場合、上記第2要素13の凹状当接面34の第1部分34bは前方に位置し、上記凹状当接面34の第2部分34cは後方に位置することを特徴とする人工関節。

21 請求の範囲19、又は20記載の人工関節において、上記凸状当接面20と凹状当接面34間の接触区域は上記第1部分20b、34bが係合しているときよりも、上記第2部分20c、34cが係合している場合の方が大きいことを特徴とする人工関節。

22 請求の範囲19、20、又は21記載の人工関節において、上記人工関節が大セグメントの運動を行う間に上記凸状当接面20と凹状当接面34の上記第2部分20c、34cは係合し続けることを特徴とする人工関節。

23 請求の範囲19、20、21、又は22記載の人工関節において、上記人工関節の大セグメント運動の角度範囲は約30°以下であることを特徴とする人工関節。

24 請求の範囲19、20、21、22、又は23記載の人工関節において、上記第1要素10の凸状当接面20は第3部分20dを有し、上記第2要素13の凹状当接面34は第3部分34dを有し、上記第3部分20d、34dは、上記人工関節が大セグメントの運動を行う間は係合し続けることを特徴とする人工関節。

25 請求の範囲24記載の人工関節において、上記第1要素10の凸状当接面20の第2部分20cと第3部分20dは段差面を形成し、上記第2要素13の凹状当接面34の上記第2部分34cと第3部分34dは段差面を形成することを特徴とする人工関節。

26 請求の範囲24、又は25記載の人工関節において、上記第1要素10の凸状当接面20の第2部分20cと第3部分20dは実質的に上記人工関節の軸一杯に延長し、上記第2要素13の凹状当接面34の第2部分34cと第3部分34dは実質的に上記人工関節の軸一杯に延長することを特徴とする人工関節。

27 請求の範囲19、20、21、22、23、24、25、又は26記載

の人工関節において、上記第1要素10は膝関節の大腸骨部を有し、上記第1要素10は同要素大腸骨内に移植したときに一部分が遠方に位置する外表面を具えた本体を有し、上記一部分は脛骨骨補装器80、96に係合する軌道84を有し、同軌道84は2個のルール88からなり、上記ルール88の長手方向軸線に関して横方向に見た上記各ルール88の表面の断面形状は、1)直線か凹状曲線のいずれでもよく、そして2)上記ルール88の長さに沿って一定であることを特徴とする人工関節。

28 請求の範囲19、20、21、22、23、24、25、又は26記載の人工関節において、上記第1要素10は人工膝関節の大腸骨部を具えており、上記第1要素10は外面をもった本体を有し、同外面は第1部分と第2部分をもっており、上記第1要素10を大腸骨内に移植したときに上記第1部分は前方に、上記第2部分は遠方に位置するようになっており、上記外面の第1部分は上記脛骨骨補装器80、96に係合する凹部82を有し、上記外面の第2部分は上記脛骨骨補装器80、96に係合する軌道84を有し、同軌道84は2個のルール88からなり、上記ルール88の長手方向軸線に関して横方向に見た上記各ルール88の表面の断面形状は、直線か凹状曲線のいずれでもよく、そして上記ルール88の断面形状は同ルール88の長さに沿って一定であり、同ルール88は上記凹部82から延長し、各ルール88の表面の断面形状は同ルール88と上記凹部82が接する部分での上記凹部82の表面の断面形状に一致し、もって上記各ルール88の表面が上記凹部82の表面に連続的に移行することを特徴とする人工関節。

29 請求の範囲27、又は28記載の人工関節において、上記各ルール88の断面形状凹状であって円の一部分を構成することを特徴とする人工関節。

30 請求の範囲27、28、又は29記載の人工関節において、上記人工関節には脛骨骨補装器80が設けられ、上記脛骨骨補装器80は上記ルール88の長手方向軸線に関して横方向の線138に沿って上記各ルール88に接触することを特徴とする人工関節。

31 請求の範囲29記載の人工関節において、上記人工関節には脛骨骨補装

器96が設けられ、上記脛骨骨補装器96はサドル状の変形を有し、上記脛骨骨補装器96は上記軌道84の少なくとも一部分であって、上記ルール88の長さに沿って延長する区域140で上記各ルール88と接触することを特徴とする人工関節。

32 2本の骨の間で屈伸運動を行わせる人工関節にして、

(1) 第1当接区域20bと上記第1当接区域20bにつながる第2当接区域20cを有する凸状当接要素10であって、上記第2当接区域20cは第1軸線を中心にして回転する回転面であり、上記回転面は上記第1当接区域20bの曲率半径R2よりも小さい曲率半径R3をもった凸状当接要素10、及び(2) 上記第1当接区域20bに当接する第3当接区域34bと、上記第3当接区域34bから延長して上記第2当接区域20cに係合する第4当接区域34cを具えた凹状当接要素13を有し、上記第4当接区域34cは第2軸線を中心にして回転する回転面であり、上記回転面は上記第3当接区域34bの曲率半径よりも小さい曲率半径R3をもっている人工関節において、

上記第2当接区域20cの曲率半径R3は上記第4当接区域34cの曲率半径R3と実質的に同一なので、上記第2当接区域20cと第4当接区域34cは相互に密着して係合し、

上記人工関節の屈伸軸線は、上記第2当接区域20cと第4当接区域34cが係合した場合には、上記第1軸線と第2軸線に平行であることを特徴とする人工関節。

33 請求の範囲32記載の人工関節において、上記凸状当接要素10と上記凹状当接要素13間の接触区域は、上記第1当接区域20bと第3当接区域34bが係合している場合よりも上記第2当接区域20cと第4当接区域34cが係合している場合の方が大であることを特徴とする人工関節。

34 請求の範囲32、又は33記載の人工関節において、上記第3当接区域34bの曲率半径は上記第1当接区域の曲率半径R2よりも大であることを特徴とする人工関節。

35 請求の範囲32、33、又は34記載の人工関節において、上記人工関

節は膝関節であり上記凸状当接要素10は大腸骨部であり、上記凹状当接要素13は脛骨部であることを特徴とする人工関節。」